

ENGLISH TRANSLATION OF ABSTRACT OF SEIMENS AG, DE 196 28 675

The following translation was obtained from the European Patent Office's webpage Espacenet (<http://ep.espacenet.com>):

Abstract of DE19628675

The method increases the signal-to-noise ratio of a solid state image sensor to which radiation esp. X-ray radiation is applied, with selectable individual pixel access. The pixel signals generated and/or varied by an illumination charge generation are read out and are stored in an image memory for further processing. During the illumination process the pixel signals of at least part of the image sensor pixels are read out by resetting the pixel charge memory in the frame of a first scanning and are out into the image memory. The signals held in the memory are combined with further pixel individual signals read out after the illumination to generate a summed image.

⑬ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 196 28 675 A 1**

⑤ Int. Cl.⁸:
H 05 G 1/64
A 61 B 8/02
G 01 N 23/04
H 04 N 5/32

⑳ Aktenzeichen: 196 28 675.1
㉑ Anmeldetag: 16. 7. 96
㉒ Offenlegungstag: 29. 1. 98

DE 196 28 675 A 1

㉓ Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

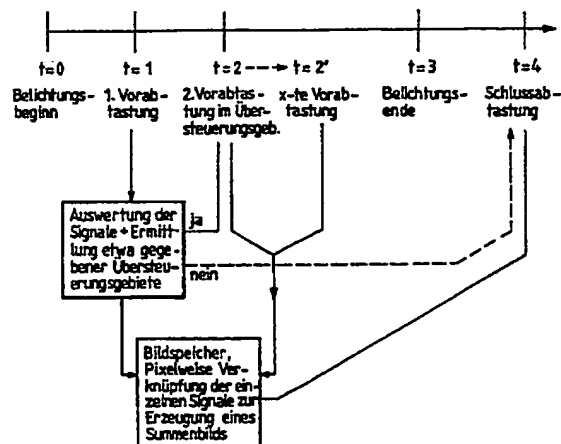
㉔ Erfinder:
Skebitz, Hartmut, Dipl.-Ing. (FH), 91058 Erlangen, DE

㉕ Entgegenhaltungen:
DE 44 35 105 A1
DE 42 05 522 A1

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉖ Verfahren zur Erhöhung des Signal-Störwert-Abstandes eines mit einer Strahlung, insbesondere mit Röntgenstrahlung belegbaren Festkörper-Bildsensors mit wählbarem individuellem Pixelzugriff

㉗ Verfahren zur Erhöhung des Signal-Störwert-Abstandes eines mit einer Strahlung, insbesondere mit Röntgenstrahlung belegbaren Festkörper-Bildsensors mit wählbarem individuellem Pixelzugriff, bei dem die durch eine belichtungsbedingte Ladungsgeneration erzeugbaren und/oder variablen Pixelsignale ausgelesen und in einem Bildspeicher zur anschließenden Weiterverarbeitung gespeichert werden, wobei bereits während des Belichtungsvorgangs die Pixelsignale wenigstens eines Teiles der Bildsensor-Pixel unter Rücksetzung des Pixelladungsspeichers im Rahmen einer ersten Vorabtastung ausgelesen und in dem Bildspeicher abgelegt werden, wobei die derart erhaltenen Signale zur Erzeugung eines Summenbildes mit weiteren, gegebenenfalls erst nach Beendigung der Belichtung ausgelesenen pixelindividuellen Signalen verknüpft werden.



DE 196 28 675 A 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erhöhung des Signal-Störwert-Abstandes eines mit einer Strahlung, insbesondere mit Röntgenstrahlung belegbaren Festkörper-Bildsensors mit wählbarem individuellem Pixelzugriff, bei dem die durch eine belichtungsbedingte Ladungsgeneration erzeugbaren und/oder variierbaren Pixelsignale ausgelesen und in einem Bildspeicher zur anschließenden Weiterverarbeitung gespeichert werden.

Die Aufnahme eines Strahlungsbildes mittels eines Festkörper-Bildsensors mit einer Pixelmatrix beruht darauf, daß in dem jeweiligen Pixel infolge der einfallenden Strahlung Ladungsträger generiert werden, deren Generation und Menge letztlich für das am Pixel abgreifbare Belichtungssignal maßgebend ist, und welche durch die Bauform des Sensors bestimmt, limitiert ist. Der Dynamikbereich derartiger Festkörper-Bildsensoren ist dabei einerseits durch das konstante Ausleseraussehen, andererseits durch die maximal akkumulierbare Ladungsmenge pro Pixel bestimmt, da der zusätzliche, durch die Anzahl der abgetasteten Ladungsträger (Elektronen) bestimmte Rauschanteil von der Quadratwurzel der abgetasteten Ladungsträger abhängig ist. Werden in einem Pixel Ladungsträger bis zur Maximalanzahl generiert, das heißt, fällt viel Strahlung in diesem Bereich ein, so endet die Ladungsträgergeneration mit Erreichen der maximalen Menge und weitere einfallende Strahlung wird insoweit nicht mehr detektiert. Das heißt, es tritt in diesen Bildbereichen eine Signalbegrenzung auf. Um eine derartige Signalabschneidung in hellen Bildbereichen zu verhindern, darf der Strahlungsflux zum Sensor nur soweit erhöht werden, wie diese hellsten Bildpartien nicht übersteuert werden, was durch eine entsprechende Steuerung des Lichtflusses, z. B. durch eine Blende, erfolgen kann. Dies bedeutet aber, daß bedingt durch die Begrenzung der Elektronen-Kapazität pro Pixel auch der Störabstand derartiger Sensoren limitiert ist, was sich nachteilig auf die Bildaufnahme bei hohen Bilddosen (z. B. Digitale Radiographie, Digitale Subtraktionsangiographie), wenn die Anzahl der einfallenden Röntgenquanten pro Pixel gegenüber anderen Belichtungsmodi, z. B. dem Durchleuchtungsmodus, erhöht ist, aufwirkt. Das Rauschen im Bild ist höher als theoretisch (mit einem idealen Sensor unbegrenzter Ladungsträger-Kapazität) möglich, da ohne die überbelichtungsbedingte Fluxbegrenzung eine größere Trägerzahl generierbar wäre, und ein besserer, weil höherer Signal-Störwert-Abstand erzielbar wäre.

Der Erfindung liegt somit das Problem zugrunde, ein Verfahren der eingangs genannten Art anzugeben, welches zu einer Erhöhung des bildwirksamen Dynamikbereichs durch eine Erhöhung des Signal-Störwert-Abstands wegen der höheren Zahl der generierten Ladungsträger führt.

Zur Lösung dieses Problems ist bei einem Verfahren der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, daß bereits während des Belichtungs Vorgangs die Pixelsignale wenigstens eines Teils der Bildsensor-Pixel unter Rücksetzung des Pixelladungsspeichers im Rahmen einer ersten Vorabtastung ausgelesen und in dem Bildspeicher abgelegt werden, wobei die derart erhaltenen Signale zur Erzeugung eines Summenbildes mit weiteren, gegebenenfalls erst nach Beendigung der Belichtung ausgelesenen pixelindividuellen Signalen verknüpft werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren beruht darauf, daß

bei den in Rede stehenden Festkörper-Bildsensoren auf Pixel individuell zugegriffen werden kann. Erfindungsgemäß wird zunächst eine Vorabtastung während der Strahlungsapplikation, also beispielsweise kurz nach deren Beginn, durchgeführt, während welcher zumindest ein Teil der Pixel abgetastet wird. Hierbei werden die Ladungsspeicher zurückgesetzt, was bedeutet, daß nach Rücksetzung erneut Ladungsträger akkumulierbar sind. Das heißt, daß in dem jeweiligen Pixel die maximale Ladungsträgermenge nicht erreicht wird, da vorher entsprechend ausgelesen wurde und der Ladungsspeicher wieder zurückgesetzt wurde. Diese Vorabtastungssignale der ausgelesenen Pixel werden in dem Bildspeicher abgelegt und mit später erhaltenen Signalen verknüpft und hieraus ein Summenbild erstellt. Das heißt, daß durch die bereits während der Belichtung stattfindende Abtastung nach und nach Bildinformation gesammelt wird, die jeweils einem bestimmten Strahlungsquantum entspricht, und die anschließend zu der Gesamtbildinformation verknüpft wird, dabei die Belichtungsinformation für die gesamte applizierte Strahlung in Form eines Summenbildes wiedergebend. Durch dieses während der Belichtung erfolgende Auslesen ist es also möglich, die gesamte einfallende Strahlung — vermindert lediglich um den nicht ins Gewicht fallenden Anteil, welcher auf den jeweiligen Pixel im Moment des Auslesens auftritt, und welcher dann nicht registriert wird — zu erfassen, so daß irgendwelche Signalbegrenzungen nicht mehr gegeben sind. Damit aber können wesentlich mehr Träger generiert werden, denn infolge der Vermeidung einer Überbelichtung ist die Begrenzung des Strahlungsfluxes nicht erforderlich, durch welche das schlechte Signal-Störwert-Verhältnis bedingt war. Infolge der Zunahme der generierten Träger ist somit ein verbesserter Signal-Störwert-Abstand erzielbar.

Sofern die Auslese- und Rücksetzgeschwindigkeit groß genug ist und der Bildsensor so viele Pixel aufweist, daß sämtliche Pixel im Rahmen einer Vorabtastung während der Belichtung ausgelesen werden können, ist es möglich, stets den gesamten Bildsensor vorabzutasten und unter Erfassen der gesamten Strahlung die Ladungsspeicher jeweils zurückzusetzen. Probleme ergeben sich aber dann, wenn die Auslese- und Rücksetzgeschwindigkeit bezogen auf die Gesamtzahl der Pixel nicht mehr ausreichend ist, um sämtliche Pixel während einer Vorabtastung abzutasten. Denn dann ist, abhängig von der einfallenden Strahlungsmenge, eine Signalbegrenzung in Bereichen, in denen die Vorabtastung nicht rechtzeitig erfolgt, möglich. Um dieses Problem zu lösen, kann in weiterer Erfindungsausgestaltung vorgesehen sein, daß anhand der im Rahmen der ersten Vorabtastung erhaltenen Signale, gegebenenfalls durch Vergleich, vorzugsweise der Signalamplitude, mit einem Referenzwert, potentielle Belichtungs-Übersteuerungsgebiete ermittelt werden, und daß nach Ermittlung der potentiellen Übersteuerungsgebiete wenigstens eine weitere Vorabtastung mit Auslesen von Pixeln und Rücksetzen der Pixelladungsspeicher zumindest innerhalb des oder der Übersteuerungsgebiete erfolgt, wobei die erhaltenen Signale im Bildspeicher abgelegt und mit weiteren pixelindividuellen Signalen verknüpft werden.

Diese erfindungsgemäße Weiterbildung des Verfahrens beruht darauf, daß im Rahmen der Vorabtastung nicht sämtliche Pixel abgetastet werden, sondern lediglich ein Teil der Pixel. Es wird somit eine Art Signalaraster erhalten, anhand welchem grob die Belichtungsverhältnisse erkennbar sind. Anhand dieser Signalvertei-

lung wird anschließend bestimmt, ob im Zeitpunkt der Vorabtastung bereits Bereiche gegeben sind, in denen die Gefahr einer Überbelichtung besteht, was anhand der rasterförmigen Verteilung der Pixelsignale über die gesamte Sensorfläche möglich ist. Dies erfolgt einfachst beispielsweise durch Vergleich der erhaltenen Pixelsignalamplituden mit einem vorgegebenen Referenzwert, wobei dann, wenn die Amplitude größer als der Referenzwert ist, davon auszugehen ist, daß der Bereich gefährdet ist. Ist ein derartiger Bereich ermittelt, erfolgt 10 vorteilhaft anschließend die Abtastung der Pixel lediglich innerhalb dieses Bereichs bzw. entlang seines Randes. Hierbei ist es möglich, auch diese Pixel nur rasterförmig abzutasten, wobei erfindungsgemäß es vorteilhaft ist, sämtliche innerhalb eines ermittelten Übersteuerungsgebietes liegenden Pixel abzutasten, um das gesamte Übersteuerungsgebiet zurückzusetzen. Sofern es aber anhand der Vorabtastungssignale ersichtlich ist, daß der potentielle Übersteuerungsbereich zu groß ist, kann auf Basis der Erfindung ferner vorgesehen sein, daß lediglich ein Teil der innerhalb eines Übersteuerungsgebietes liegenden Pixel bearbeitet wird, wobei diese Pixel vorzugsweise in einem Bereich am Übergang zu einem unkritischen, nicht potentiell übersteuerbaren Gebiet liegen. Das bedeutet, daß lediglich ein 20 Übergangsbereich zu einem ungefährdeten Gebiet die Pixel abgetastet und zurückgesetzt werden, da nur in diesem Bereich, beispielsweise im Übergang von der Haut eines untersuchten Patienten zur Luft, wobei im Bereich der Luft die Strahlung direkt auf den Sensor trifft, es erforderlich ist, die Überbelichtung zu verhindern, um dortige Einzelheiten erkennen zu können, nicht aber im ohnehin übersteuerten Gebiet, insbesondere dann, wenn es sich um einen Direktstrahlungsbereich, wo die Strahlung direkt, also ohne den zu untersuchenden Patienten zu durchdringen, handelt.

Erfindungsgemäß kann ferner vorgesehen sein, daß die Ermittlung der Übersteuerungsgebiete anhand der Signale in Abhängigkeit der bis zur Erfassung der Signale der ersten Vorabtastung applizierten Strahlungs- 40 menge erfolgt. Denn abhängig von der applizierten Strahlungsmenge sind natürlich die bei der Vorabtastung erhaltenen Signalhöhen, die häufig deutlich entfernt von den Signalhöhen bei annähernd maximaler Ladungsmenge sind, so daß sie dann natürlich als unkritisch beurteilt werden würden. Jedoch sind diese Signale im Vergleich zu anderen Signalen aus Bereichen, auf die wesentlich weniger Strahlung traf, infolge der Gegebenheiten des zu durchstrahlenden Objekts wesentlich höher und damit überbelichtungsgefährdet, wenngleich die tatsächliche Signalamplitude noch sehr gering ist.

Sofern es die Sensordimensionen und die Abtastparameter zulassen, kann erfindungsgemäß vorgesehen sein, daß mehrere weitere Vorabtastungen in im wesentlichen konstanten Zeitabständen erfolgen, wobei die zeitliche Abfolge basierend auf der ersten Vorabtastung bestimmt wird. Ferner kann vorgesehen sein, daß die Anzahl der im Rahmen der ersten Vorabtastung auszu- 50 lesenden Pixel in Abhängigkeit der Gesamtzahl der Pixel und/oder der Auslesegeschwindigkeit gewählt wird. Die im Rahmen der Vorabtastung zu bearbeitenden Pixel können erfindungsgemäß in im wesentlichen symmetrischer oder gleichmäßiger Verteilung bzw. Beabstandung zueinander gewählt werden. Hierbei können die Pixel beispielsweise bildpunktweise, zeilenweise, 65 zeilengruppenweise, spaltenweise, spaltengruppenweise oder pixelclusterweise bearbeitet werden. Die Anzahl der abgetasteten Pixel kann beispielsweise 1/4, 1/9,

1/16 oder dergleichen der Gesamtzahl der Pixel betragen, abhängig von den oben genannten Parametern.

Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Erhöhung der bildwirksamen Dynamik betrifft die Erfindung 5 auch eine medizinische Diagnose- und/oder Behandlungsanlage zur Durchführung des Verfahrens, insbesondere eine Röntgendiagnoseanlage, mit einer Strahlungsquelle zur Erzeugung einer einem Festkörper-Bildsensor mit einer strahlungsempfindlichen Pixel-Matrix mit wählbarem individuellen Pixelzugriff zuzufüh- 10 renden Strahlung, wobei zur Erzeugung eines wiedergebbaren Bildes die durch eine belichtungsbedingte Ladungsgeneration erzeugbaren und/oder variablen Pixelsignale ausgelesen und in einem Bildspeicher zur anschließenden Weiterverarbeitung gespeichert werden, und mit einer zumindest den Bildaufnahmebetrieb steuernden Steuereinrichtung. Diese Anlage zeichnet sich erfindungsgemäß dadurch aus, daß die Steuereinrichtung derart ausgebildet ist, daß die Pixelsignale wenigstens eines Teils der Bildsensor-Pixel bereits wäh- 20 rend des Belichtungs Vorgangs unter Rücksetzung des Pixelladungsspeichers im Rahmen einer ersten Vorabtastung auslesbar und in dem Bildspeicher ablegbar sind, und daß die derart erhaltenen Signale zur Erzeugung eines Summenbildes mit weiteren, gegebenenfalls erst nach Beendigung der Belichtung ausgelesenen pixelindividuellen Signale verknüpfbar sind.

Weitere erfindungsgemäße Ausführungen der medizinischen Diagnose- und/oder Behandlungsanlage sind den entsprechenden Unteransprüchen zu entnehmen.

Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus dem nachfolgend beschriebenen Beispiel sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

Fig. 1 ein Ablaufschema des erfindungsgemäßen Verfahrens in Form eines Flußdiagramms,

Fig. 2 ein Diagramm, das einen im Rahmen der Vorabtastung erhaltenen Signalverlauf einer Pixelzeile zeigt,

Fig. 3 die Darstellung eines Summenbildes bei Durchführung einer Vorabtastung,

Fig. 4 ein Diagramm, das die Intensitätsverteilung des Summenbildes gemäß der in Fig. 2 gezeigten Pixelzeile darstellt.

Fig. 1 zeigt in Form eines Flußdiagramms den Ablauf des erfindungsgemäßen Verfahrens. Zum Zeitpunkt $t = 0$ beginnt die Strahlungsbelichtung des zu durchstrahlenden Objekts, was gleichbedeutend damit ist, daß auf den Festkörper-Bildsensor Strahlung auftritt. Zum Zeitpunkt $t = 1$ wird, von der Steuereinrichtung gesteuert, die erste Vorabtastung eines Teils der Pixel durchgeführt. Beispielsweise wird hier nur jeder fünfte Pixel jeder fünften Zeile abgetastet. Die hierbei erhaltenen Pixelsignale werden von der Steuereinrichtung ausge- 55 wertet und anhand der Signale ein oder mehrere etwa gegebene Übersteuerungsgebiete ermittelt. Nach entsprechender Verarbeitung der Signale werden diese in den Bildspeicher überführt, in welchem sie den jeweiligen Pixeln zugeordnet werden, und wo sie zur anschließenden Bildung eines Summenbildes abgespeichert werden.

Abhängig vom Ermittlungsergebnis gestaltet sich die weitere Vorgehensweise unterschiedlich. Sofern im Rahmen der Vorabtastung ein oder mehrere potentielle Übersteuerungsgebiete ermittelt wurden, wird zu einem Zeitpunkt $t = 2$ eine zweite Vorabtastung von Pixeln lediglich innerhalb des oder der Übersteuerungsgebiete durchgeführt. Auch hierbei werden, wie bereits im Rah-

men der ersten Vorabtastung, die pixeleigenen Ladungsspeicher wieder zurückgesetzt, damit weitere Strahlung aufnehmbar und umsetzbar ist. Sind sämtliche Signale aufgenommen, werden auch diese dem Bildspeicher zugeführt und dort unter Individualisierung der Signale pixelweise zugeordnet und mit den gegebenenfalls bereits vorhandenen verknüpft. Von diesen Vorabtastungen können beliebig viele durchgeführt werden, wie durch den fiktiven Zeitpunkt $t = 2'$ dargestellt. Die Anzahl hängt einerseits von der Anzahl der Übersteuerungsgebiete, deren Größe und natürlich der Auslesegeschwindigkeit und der Belichtungsdauer ab. Jedes der hierbei erhaltenen Signale wird dem Bildspeicher zugeführt.

Im Zeitpunkt $t = 3$ wird die Belichtung beendet. Da auch zwischen der letzten Vorabtastung und dem Belichtungsende Strahlung auftrat und infolgedessen zur Bilderzeugung beitrug, ist eine Schlußabtastung erforderlich, welche im Zeitpunkt $t = 4$ durchgeführt wird. Auch die hierbei erhaltenen Bildsignale werden dem Bildspeicher zugeführt und mit den dort bereits vorhandenen Signalen verknüpft, wobei hierbei natürlich nur eine Verknüpfung der Signale aus den Überbelichtungsgebieten erfolgt, da Signale aus ungefährdeten Gebieten zum ersten Mal im Rahmen der Schlußabtastung aufgenommen werden. Anschließend wird nach Erstellung des Summenbildes dieses noch entsprechend korrigiert im Rahmen eines Flatfieldings unter Berücksichtigung von Dunkel- und Gainbildern, um auf diese Weise ein exaktes und aussagekräftiges Strahlungsbild zu erhalten.

Fig. 2 zeigt ein Diagramm des Signalverlaufs einer beispielsweise in der Mitte des Bildsensors liegenden Pixelzeile. Längs der Abszisse ist der Ort x des Pixels aufgetragen, längs der Ordinate die jeweilige Signalamplitude. Wie der Figur zu entnehmen, ist die Signalamplitude in einem Ortsbereich $0-x_1$ kleiner als ein Referenzwert Sreferenz (Bereich I). Dies bedeutet, daß innerhalb dieses Bereichs keine potentielle Übersteuerungsgefahr gegeben ist, da unter Berücksichtigung der im Zeitpunkt der Vorabtastung seitens der Strahlungsquelle applizierten Strahlung die akkumulierte Ladungsmenge noch derart gering ist, daß nicht damit zu rechnen ist, daß der Ladungsspeicher noch während der Belichtung bis an seine Maximalgrenze unter Beschneiden der aufnehmbaren Strahlung gefüllt wird. In dem Ortsbereich x_1-x_2 jedoch ist die Signalamplitude größer als der Referenzwert Sreferenz (Bereich II). Dies bedeutet, daß hier bereits sehr viel Strahlung appliziert wurde, so daß hier mit einer Übersteuerung zu rechnen ist.

Fig. 3 zeigt schließlich das nach Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens erhaltene Summenbild. In den Bereichen a ist beispielsweise ein Muskel vorhanden, welcher einen deutlich erkennbaren Knochen b umgibt. An dem den Knochen rechts umgebenden Muskelbereich a schließt sich ein Haut/Gewebe-Bereich c an. Das rechte Ende dieses Bereichs c korreliert im wesentlichen mit der Lage der Orte x_1 , also dem Bereich, wo der Übersteuerungsbereich und der Nicht-Übersteuerungsbereich aneinandergrenzen. Entsprechend nachvollziehbar ist innerhalb des Signalverlaufs aus Fig. 2 auch die Lage der unterschiedlichen Bereiche a bis c. An den Haut/Gewebe-Bereich C schließt sich der Direktstrahlungsbereich d an, in dem die applizierte Strahlung direkt auf den Bildsensor trifft, unter entsprechend hoher Ladungsgeneration.

Fig. 4 zeigt schließlich den Intensitätsverlauf inner-

halb des Summenbildes in der in Fig. 2 gezeigten Pixelzeile. Wie der Figur, an der längs der Abszisse wiederum der Ort, längs der Ordinate die Intensität aufgetragen ist, zu entnehmen ist, tritt über den gesamten Bildbereich keine Übersteuerung auf, das heißt, jeder der sichtbaren Bereiche ist eindeutig entnehmbar und zeichnet sich zweifelsfrei vom anderen ab. Dies ist insbesondere im Bereich des Übergangs Haut-Direktstrahlung (c-d in Fig. 3) von besonderem Vorteil, als man insbesondere im Durchleuchtungsbetrieb, wenn beispielsweise der Arzt versucht, ein Instrument im Körper zu führen und entsprechend zu platzieren, genau verfolgen kann, wo sich das Instrument befindet, da eben der Bereich nicht übersteuert wird (in diesem Fall wäre in diesem Bereich die Erkennbarkeit gemindert), sondern durch die erfindungsgemäße kontinuierliche Auslesung und Rücksetzung der Ladungsspeicher eine Übersteuerung verhindert wird.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erhöhung des Signal-Störwert-Abstandes eines mit einer Strahlung, insbesondere mit Röntgenstrahlung belegbaren Festkörper-Bildsensors mit wählbarem individuellem Pixelzugriff, bei dem die durch eine belichtungsbedingte Ladungsgeneration erzeugbaren und/oder variierbaren Pixelsignale ausgelesen und in einem Bildspeicher zur anschließenden Weiterverarbeitung gespeichert werden, dadurch gekennzeichnet, daß bereits während des Belichtungs Vorgangs die Pixelsignale wenigstens eines Teiles der Bildsensor-Pixel unter Rücksetzung des Pixelladungsspeichers im Rahmen einer ersten Vorabtastung ausgelesen und in dem Bildspeicher abgelegt werden, wobei die derart erhaltenen Signale zur Erzeugung eines Summenbildes mit weiteren, gegebenenfalls erst nach Beendigung der Belichtung ausgelesenen pixelindividuellen Signalen verknüpft werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß anhand der im Rahmen der ersten Vorabtastung erhaltenen Signale, gegebenenfalls durch Vergleich, vorzugsweise der Signalamplitude, mit einem Referenzwert, potentielle Belichtungs-Übersteuerungsgebiete ermittelt werden, und daß nach Ermittlung der potentiellen Übersteuerungsgebiete wenigstens eine weitere Vorabtastung mit Auslesen von Pixeln und Rücksetzen der Pixelladungsspeicher zumindest innerhalb des oder der Übersteuerungsgebiete erfolgt, wobei die erhaltenen Signale im Bildspeicher abgelegt und mit weiteren pixelindividuellen Signalen verknüpft werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Ermittlung der Übersteuerungsgebiete anhand der Signale in Abhängigkeit der bis zur Erfassung der Signale der ersten Vorabtastung applizierten Strahlungsmenge erfolgt.

4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß alle innerhalb eines ermittelten Übersteuerungsgebietes liegenden Pixel im Rahmen der weiteren Vorabtastung bearbeitet werden.

5. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß lediglich ein Teil der innerhalb eines Übersteuerungsgebietes liegenden Pixel bearbeitet wird, vorzugsweise in einem Bereich am Übergang zu einem unkritischen, nicht potentiell übersteuerbaren Gebiet.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere weitere Vorabtastungen in im wesentlichen konstanten Zeitabständen erfolgen, wobei die zeitliche Abfolge basierend auf der ersten Vorabtastung bestimmt wird. 5

7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl der im Rahmen der ersten Vorabtastung auszulesenden Pixel in Abhängigkeit der Gesamtzahl der Pixel und/oder der Auslesegeschwindigkeit gewählt wird. 10

8. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die im Rahmen der ersten Vorabtastung zu bearbeitenden Pixel in im wesentlichen symmetrischer oder gleichmäßiger Verteilung bzw. Beabstandung zueinander gewählt werden. 15

9. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Pixel im Rahmen der ersten Vorabtastung bildpunktweise, zeilenweise, zeilengruppenweise, spaltenweise, spaltengruppenweise oder pixelclusterweise bearbeitet werden. 20

10. Medizinische Diagnose- und/oder Behandlungsanlage zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorangehenden Ansprüche, insbesondere Röntgendiagnoseanlage, mit einer Strahlungsquelle zur Erzeugung einer einem Festkörper-Bildsensor mit einer strahlungsempfindlichen Pixel-Matrix mit wählbarem individuellem Pixelzugriff zuzuführenden Strahlung, wobei zur Erzeugung eines wiedergebbaren Bildes die durch eine belichtungsbedingte Ladungsgeneration erzeugbaren und/oder variierbaren Pixelsignale ausgelesen und in einem Bildspeicher zur anschließenden Weiterverarbeitung gespeichert werden, und mit einer zumindest den Bildaufnahmebetrieb steuernden Steuereinrichtung, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung derart ausgebildet ist, daß die Pixelsignale wenigstens eines Teiles der Bildsensor-Pixel bereits während des Belichtungsvorgangs unter Rücksetzung des Pixelladungsspeichers im Rahmen einer ersten Vorabtastung auslesbar und in dem Bildspeicher ablegbar sind, und daß die derart erhaltenen Signale zur Erzeugung eines Summenbildes mit weiteren, gegebenenfalls erst nach Beendigung der Belichtung ausgelesenen pixelindividuellen Signalen verknüpfbar sind. 30 35 40 45

11. Medizinische Diagnose- und/oder Behandlungsanlage nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung zur Ermittlung von potentiellen Belichtungs-Übersteuerungsgebieten anhand der im Rahmen der ersten Vorabtastung ermittelten Signale und zur Steuerung wenigstens einer weiteren Abtastung zumindest eines Teils der innerhalb des oder der ermittelten Übersteuerungsgebiete befindlichen Pixel unter Rücksetzung des Pixelladungsspeichers in Abhängigkeit des Ermittlungsergebnisses ausgebildet ist. 50 55 60

12. Medizinische Diagnose- und/oder Behandlungsanlage nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung derart ausgebildet ist, daß bei Auslesen lediglich eines Teils der in einem Überbelichtungsgebiet befindlichen Pixel lediglich die Pixel zum Auslesen auswählbar sind, die in einem Grenzbereich zu einem angrenzenden unkritischen, nicht potentiell überbelichtbaren Bereich an- 65

geordnet sind.

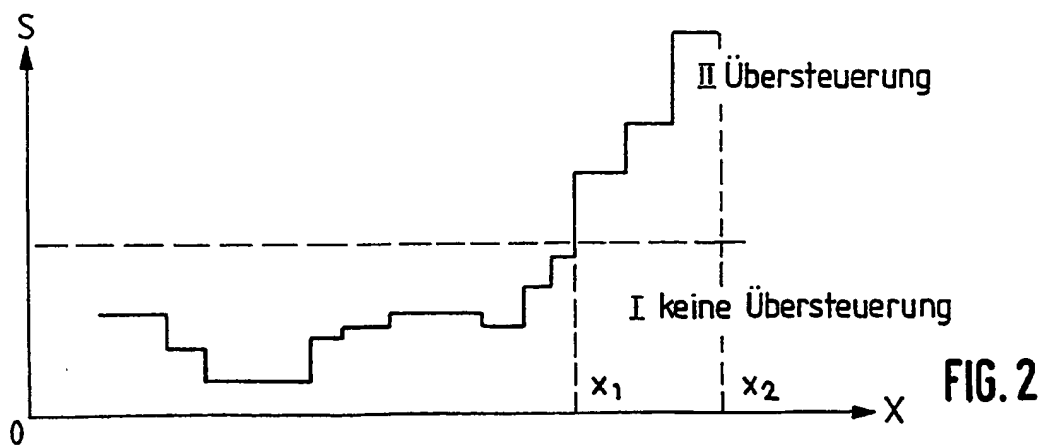
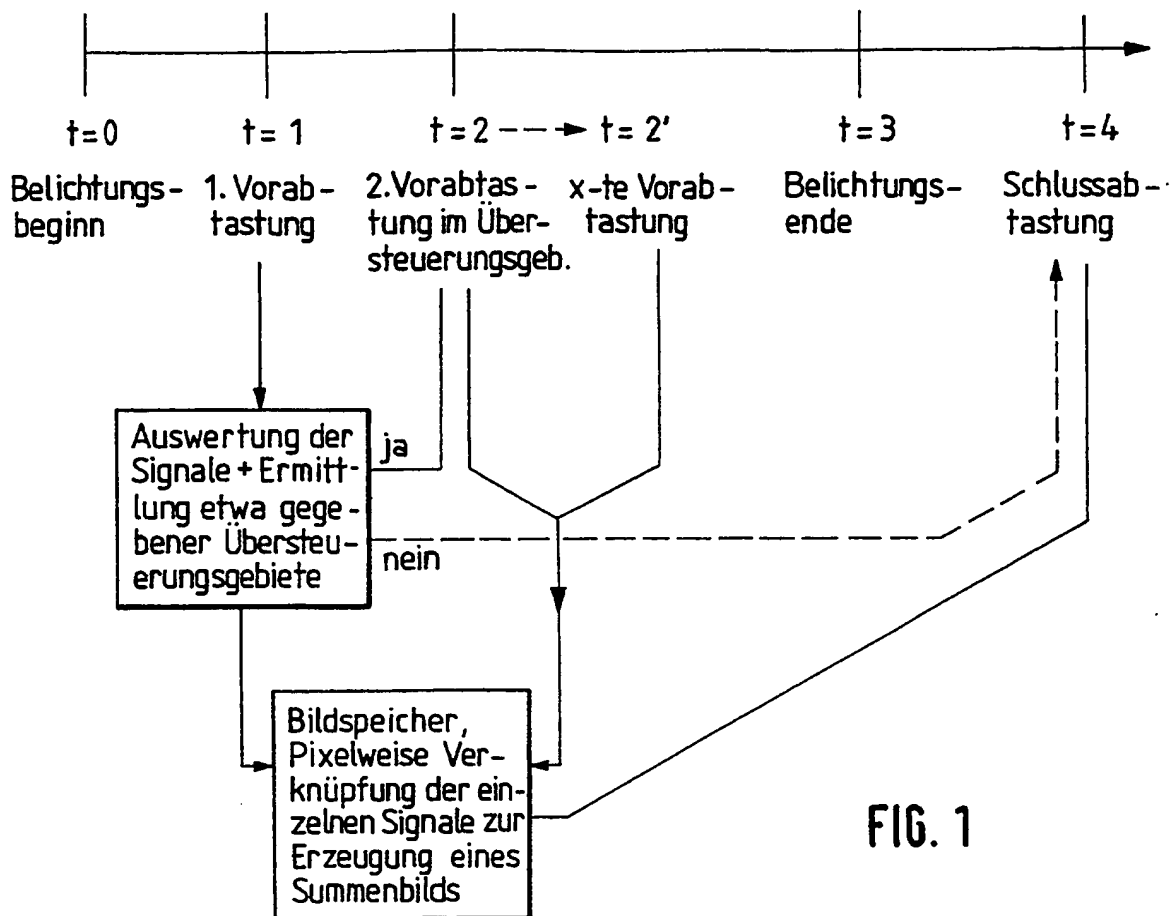
13. Medizinische Diagnose- und/oder Behandlungsanlage nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere weitere Vorabtastungen in im wesentlichen konstanten Zeitabständen erfolgen, wobei die zeitliche Abfolge basierend auf der ersten Vorabtastung erfolgt.

14. Medizinische Diagnose- und/oder Behandlungsanlage nach einem der Ansprüche 10 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung derart ausgebildet ist, daß die Anzahl der im Rahmen der ersten Vorabtastung auszulesenden Pixel in Abhängigkeit der Gesamtzahl der Pixel und/oder der Auslesegeschwindigkeit wählbar ist.

15. Medizinische Diagnose- und/oder Behandlungsanlage nach einem der Ansprüche 10 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung derart ausgebildet ist, daß die im Rahmen der ersten Vorabtastung auszulesenden Pixel in im wesentlichen symmetrischer oder gleichmäßiger Verteilung bzw. Beabstandung zueinander wählbar sind.

16. Medizinische Diagnose- und/oder Behandlungsanlage nach einem der Ansprüche 10 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung derart ausgebildet ist, daß die Pixel im Rahmen der ersten Vorabtastung bildpunktweise, zeilenweise, zeilengruppenweise, spaltenweise, spaltengruppenweise oder pixelclusterweise bearbeitbar sind.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen



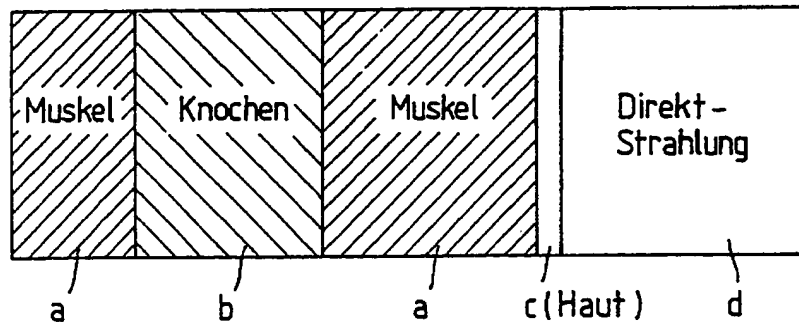


FIG. 3

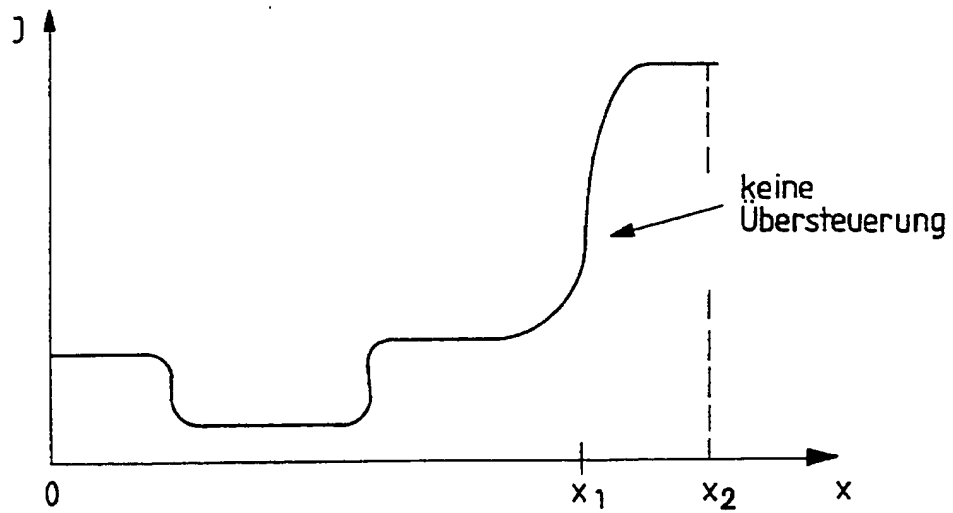


FIG. 4